

(19)



JAPANESE PATENT OFFICE

PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11) Publication number: **01297043 A**(43) Date of publication of application: **30 . 11 . 89**

(51) Int. Cl

**A61B 1/04
G02B 23/24**(21) Application number: **63277794**(22) Date of filing: **01 . 11 . 88**(30) Priority: **26 . 02 . 88 JP 363 4470**(71) Applicant: **OLYMPUS OPTICAL CO LTD**(72) Inventor:
**SASAGAWA KATSUYOSHI
SASAKI MASAHIKO
UEHARA MASAO
SAITO KATSUYUKI
HASEGAWA JUN
SUGANO MASAHIDE
UCHIKUBO AKINOBU
YAMASHITA SHINJI**(54) **ELECTRONIC ENDOSCOPE DEVICE**

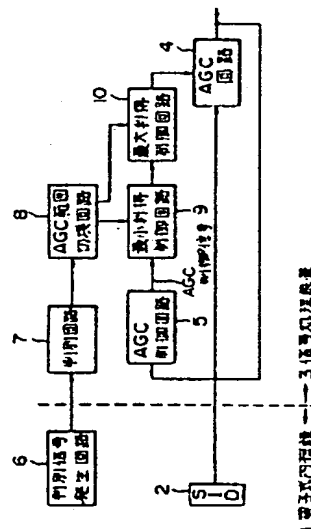
display can be executed.

(57) Abstract:

COPYRIGHT: (C)1989,JPO&Japio

PURPOSE: To prevent a noise from being excessively conspicuous by providing the changing means of the gain variable range of an AGC circuit and the discriminating means of the kind of image pickup means corresponding to the kind of image pickup means.

CONSTITUTION: A video signal photoelectric-converted by a solid-state image pickup element 2 is inputted to an AGC circuit 4, amplified, outputted to a signal processing system, and simultaneously, inputted to an AGC control circuit 5, and a signal to control the gain of the AGC circuit 4 so as to be made into a specified level is generated. The discriminating signal of a discriminating signal generating circuit 6 is discriminated by a discriminating circuit 7, it is inputted to an AGC range switching circuit 8, and control signals are sent to minimum and maximum gain control circuits 9 and 10 in response to the output of the discriminating circuit 7. The control circuits 9 and 10 set the minimum and maximum levels of an AGC control voltage from the AGC control circuit 5 according to an discriminated electronic endoscope 1. By the above- mentioned constitution, a satisfactory image



Y 4, 10, 12, 13

BEST AVAILABLE COPY

⑩ 日本国特許庁(JP)

⑪ 特許出願公開

⑫ 公開特許公報(A)

平1-297043

⑬ Int. Cl.⁴

A 61 B 1/04
G 02 B 23/24

識別記号

370

庁内整理番号

7305-4C
B-8507-2H

⑭ 公開 平成1年(1989)11月30日

審査請求 未請求 請求項の数 1 (全12頁)

⑮ 発明の名称 電子式内視鏡装置

⑯ 特 願 昭63-277794

⑰ 出 願 昭63(1988)11月1日

優先権主張 ⑱ 昭63(1988)2月26日 ⑲ 日本(JP) ⑳ 特願 昭63-44706

㉑ 発 明 者 笹 川 克 義 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリnbas光学工業株式会社内

㉒ 発 明 者 佐々木 雅彦 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリnbas光学工業株式会社内

㉓ 発 明 者 上 原 政 夫 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリnbas光学工業株式会社内

㉔ 出 願 人 オリnbas光学工業株式会社 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号

㉕ 代 理 人 弁理士 伊 藤 進
最終頁に続く

明 細 書

1. 発明の名称

電子式内視鏡装置

2. 特許請求の範囲

固体撮像素子を撮像手段に用いた電子式内視鏡と、該電子式内視鏡から得られる映像信号を処理してモニタに表示する信号処理手段とを有する電子式内視鏡装置において、

前記映像信号のレベルを適正なレベルに設定する自動利得制御手段と、前記撮像手段に対応して前記自動利得制御手段の利得可変範囲の設定を行う手段とを設けたことを特徴とする電子式内視鏡装置。

3. 発明の詳細な説明

〔産業上の利用分野〕

本発明は使用される電子式内視鏡に対応して自動利得制御手段の利得可変範囲の切換えを行う手段を設けた電子式内視鏡に関する。

〔従来の技術〕

近年、電荷結合素子(CCDと記す。)等の固

体撮像素子を撮像手段に用いた電子式内視鏡が広く用いられるようになった。この電子式内視鏡には上記撮像手段を内視鏡先端側に内蔵した電子内視鏡(電子スコープとも記す。)と、光学式内視鏡の接眼部に、撮像手段を内蔵したTVカメラを外付けした外付けTVカメラ式内視鏡とがある。

上記電子式内視鏡では、光電変換する撮像手段を有するため、その出力信号に対し、信号処理とかVTR、画像ファイル装置等で記録することが容易である。

ところで、電子スコープにおいても、目的部位に応じて細径のものから太径のものまで多種類使用されるようになってきており、このため内蔵される固体撮像素子も挿入部の外径により多種類のものが使い分けられることが考えられている。

この様に、複数の固体撮像素子を撮像手段に用いた電子スコープに対し、1台の信号処理系を用いた電子式内視鏡装置にて使用する場合、固体撮像素子の種類に応じて使用できる環境に設定しなければならない。

例えば特開昭62-211040号では、接続された内視鏡に応じてその内視鏡に必要な機能選択を行うようにした従来例が開示されている。

上記従来例では、接続される内視鏡に応じて、像反転の有無、マスク形状の有無等の為の初期設定を行うものであり、画素数異なる固体撮像素子を用いた撮像手段の場合には対応できるものではなかった。

ところで、異なる画素数を持つ固体撮像素子を撮像手段に用いた電子スコープの場合、各内視鏡ごとに異なる光学系が用いられる。一般に電子スコープは固定焦点であり、観察に十分な距離範囲で実質上焦点が合った画像を得るために、固体撮像素子の受光面に前記される光学系のF値を高くする必要があり、高解像度の画像になればなる程、高くする必要がある。F値を高くすると、被写体の照度が一定でも、固体撮像素子の受光面で得られる光量が減少し、光量不足が発生し易くなる。このため、自動利得制御（以下、AGCと記す。）回路を設け、このAGC回路にて利得を上げるこ

とにより適度のレベルの映像信号にしていた。

【発明が解決しようとする問題点】

上記AGC回路により、固体撮像素子の受光面で得られる光量の減少を補正した場合、特にF値が大きい場合（高解像度の場合）ノイズが目立ち易くなる。

また、高解像度の画像の場合には、信号が高い周波数成分を含むため、高域のノイズが目立つようになる。

これらの理由により、AGC回路の利得可変範囲を固定すると、（あまり高解像度を有しない）電子スコープを使用した場合には良好なノイズレベルで映像を表示できる場合でも、高解像度の電子スコープを使用した場合にはノイズが目立つ映像になってしまい、内視鏡検査に悪影響を及ぼす虞れがある。また、ノイズレベルが異なる為、ユーザが不良品でないかと思う場合がある。

本発明は上述した点にかんがみてなされたもので、異なる画素数の固体撮像素子を撮像手段に用いた場合でも、ノイズが目立たない良質の画像を得

ることのできる電子式内視鏡装置を提供することを目的とする。

【問題点を解決する手段及び作用】

第1図に示す概念例において、電子式内視鏡1の固体撮像素子（以下、SIDと略記）2によって、光電変換された映像信号は、信号処理装置3内のAGC回路4に入力され、このAGC回路4により増幅されて次段の信号処理系に出力されると共に、このAGC回路4の出力信号はAGC制御回路5に入力される。このAGC制御回路5は、映像信号レベルが定められたレベル（AGCリファレンス）になる様に、AGC回路4の利得を制御するAGC制御信号を発生する。

一方、電子式内視鏡1側の判別信号発生回路6の判別信号は、判別回路7により判別され、この判別した信号はAGC範囲切換回路8に入力される。このAGC範囲切換回路8は、判別回路7の出力に応じて最小利得制御回路9及び最大利得制御回路10に制御信号を送る。この制御信号により、最小利得及び最大利得制御回路9、10は、

AGC制御回路5から出力されるAGC制御電圧のレベルの最小レベルと最大レベルとをその判別された電子式内視鏡1に応じて設定し、この電子式内視鏡1に応じたAGCの可変範囲に設定する。

例えばAGC制御信号の電圧が高い程、AGC回路4の利得が増大する場合、最小利得制御回路9は最小利得に対応する電圧 V_{min} 以下にAGC制御電圧が下がっても、その出力はこの電圧 V_{min} 以下には限らない様にリミッタとして動く。同様に、最大利得制御回路10は、最大利得に対応する電圧 V_{max} 以上にAGC制御電圧が上がらない様にリミッタとして動く。このようにして、判別された電子式内視鏡1に適したAGCの利得可変範囲に設定し、良好な画質の画像表示を行うことができる。

【実施例】

以下、図面を参照して本発明を具体的に説明する。

第2図ないし第8図は本発明の第1実施例に係り、第2図は第1実施例の電子式内視鏡装置の全

体内構成図、第3図は電子内視鏡の構成図、第4図は信号処理装置及び光撮装置の構成図、第5図は第1実施例に用いられる撮影手段の画素数が異なることを示す説明図、第6図はA G C回路の利得可変範囲を設定するA G C制御部の構成図、第7図はA G C回路の制御電圧に対する利得を示す特性図、第8図は最大・最小利得制御回路の回路図である。

第2図に示すように第1実施例の電子式内視鏡装置11は、撮影手段を備えた例えば3つの電子内視鏡12a、12b、12c(12b、12cは12aと外形が同様であるのでコネクタ部分のみ示す。但し、CCDの画素数は異なる。)と、該電子内視鏡12i(i=a、b、c)に照明光を供給する光源装置13と、前記電子式内視鏡12iに対する信号処理を行う信号処理装置14と、この信号処理装置14から出力される映像信号をカラー表示するカラーモニタ15とから構成される。

上記各電子内視鏡12iは、体腔内等に挿入で

きるように細長にした挿入部16を有し、挿入部16の先端には太軸の操作部17が形成され、この操作部17に設けたアングルノブ18を回転することによって、挿入部16の先端近くに形成した湾曲部19を上下方向とか左右方向に湾曲できるようにしてある。

上記挿入部16内には、第3図に示すようにライトガイド21が挿通され、このライトガイド21は、さらに操作部17から延出されたライトガイドケーブル22内を挿通され、このライトガイドケーブル22の端部には光取用コネクタ23が取付けてあり、光源装置13のコネクタ受け24に接続できるようにしてある。この光取用コネクタ23を光源コネクタ受け24に接続することにより、ライトガイド21の入射端面には照明光が供給され、この照明光は伝送され、出射端面からさらに配光レンズ25を経て拡散されて被写体側に照射される。

上記配光レンズ25を経て照明光で照明された被写体は、挿入部16の先端部に取付けた対物レ

ンズ26によって、その焦点面に配設されたS I DとしてのCCD27i(電子内視鏡が12iの場合)に結像される。このCCD27iで光電変換される。しかして、第4図に示すように信号処理装置14内のCCDドライブ回路28より出力されるCCDドライブ信号の印加により、画像信号として読出される。CCDドライブ信号及び画像信号は、信号ケーブルにより伝送され、この信号ケーブルの端部に設けた信号用コネクタ31iを信号処理装置14に設けたコネクタ受け32に接続できるようにしてある。

第4図に示すように、上記光源装置13は、白色光を発生するランプ32と、このランプ32の白色光を平行光束にして出射する凹面鏡33と、平行光束の途中に介装され、通過光量を可変する絞り装置34と、この絞り装置34で絞られる照明光を赤、緑、青の3原色の成分光にする回転カラーフィルタ35と、この回転カラーフィルタ35を通した3原色の成分光をライトガイドの入射端面に集光するコンデンサレンズ36とを有する。

上記回転カラーフィルタ35は、モータ37により回転される回転円板状に、3つの扇状の開口を設け、これら開口には赤、緑、青の各波長の光をそれぞれ透過する色透過フィルタ38R、38G、38Bが取付けてあり、色透過フィルタ38R、38G、38Bの間の部分は遮光部材で形成されている。しかして、各色透過フィルタ38R、38G、38Bが順次光路中に介装され、赤、緑、青の色光で被写体は面順次に照明され、各色光の照明のもとでCCD27iで撮影される。しかして、遮光部材による遮光期間に、CCDドライブ信号が印加され、それぞれ光電変換して、信号として蓄積された映像信号が読出され、これら各色光の照明のもとで撮影した映像信号を信号処理することにより面順次方式のカラー画像を行えるようにしている。

ところで、上記絞り装置34は、スリットを形成した絞り羽根41と、この絞り羽根41の先端側に取付けられ、光軸と垂直方向に回転させて、通過光量を減少させる絞りモータ42とから構成

され、この絞りモータ42の回転は絞り制御回路43からの駆動信号により制御され、この回転値（回転角）により光量制御を行えるようにしてある。

尚、回転カラーフィルタ35を回転するモータ37はモータサーボ回路44によって、その回転速度が一定となるように制御される。

ところで、上記CCDドライブ信号の印加によりCCD271から読出された映像信号は、図示しないブリアプロセス回路にてキャリアの除去等が行われた後AGC回路45に入力されると共に、調光信号を発生する調光信号発生回路46に入力される。上記AGC回路45の出力信号はプロセス回路47に入力され、ホワイトバランス、Knee等の処理が行われる。その後、A/Dコンバータ48に入力され、ディジタル信号に変換される。このディジタル信号は、各色フィールドに対応して設けたR用、G用、B用フレームメモリ49a、49b、49cに1画面分（1フレーム分）の画像データが順次記憶される。例えば、赤の照明光

のもとで読出した映像信号は、R用フレームメモリ49aに記憶される。しかして、これらR用、G用、B用フレームメモリ49a、49b、49cに記憶された画像データは同時に読出され、それぞれD/Aコンバータ51a、51b、51cを経てアナログ色信号に変換され、NTSCエンコーダ52にてNTSC方式のコンポジットビデオ信号に変換され、モニターに出力される。

尚、調光信号発生回路46は、入力される信号レベルに対応して、適切な映像信号レベルに設定するための調光信号を絞り制御回路43に出力し、絞り量を制御させる。この調光信号によって、例えば近い距離での使用から比較的大きい距離での使用のように使用条件が異なる場合、照明光量を制御して、影断あるいは検査し易い映像が得られるよう適度の照明強度に自動的に設定できるようにしている。

ところで、第1実施例では例えば3つの電子内視鏡12a、12b、12cで使用可能であり、これら電子内視鏡12a、12b、12cは第5

図に示すようにそれぞれの画素数が異なるCCD27a、27b、27cで撮影手段が構成されている。つまり、最も少ない画素数（例えば画素数が2万）のCCD27aを用いたもの（その寸法が例えば $L1 \times L1$ ）では顕微鏡の挿入部を有する電子内視鏡12aに用いられ、中くらいの画素数（例えば5万）のCCD27b（その寸法が例えば $L2 \times L2$ ）は中くらいの太さの挿入部の電子内視鏡12bに用いられ、最も多い画素数（例えば10万）のCCD27c（その寸法が例えば $L3 \times L3$ ）は最も太径の挿入部の電子内視鏡12cに用いられる。

例えば、最も少ない画素数CCD27aの電子内視鏡12aは気管支等に挿入でき、最も多い画素数27cの電子内視鏡12cは下部消化管等のように多少挿入部が太くてもよい部位で使用でき、高解像度の画像を得ることができる。

上記各電子内視鏡12a、12b、12cの信号用コネクタ31a、31b、31cは信号処理装置14のコネクタ受け32に接続可能であり、

これら画素数の異なる電子式内視鏡12a、12b、12cを判別して、適切な信号処理を行えるようにしている。

このため、各電子内視鏡121の信号用コネクタ311（第4図では31a）には、判別信号発生回路611が設けてあり、一方信号処理装置14側には判別回路62が設けてあり、判別信号を識別し、この識別した信号をAGC制御部63に送り、AGC回路45のAGC可変範囲を判別された電子内視鏡121に適した値に設定する。尚、判別回路62は、ドライブ回路28にも信号を送り、判別した画素数に対応したドライブ信号を出力させる（例えば、水平及び垂直転送のクロック数を水平及び垂直画素数に等しい値に設定する切換制御を行う。）。

上記判別信号発生回路61a、判別回路62及び制御部63の構成を第6図に示す。

判別信号発生回路61aは、例えば2つのコネクタピンP1、P2とに判別用抵抗R_aが接続して形成されている。一方、信号処理装置14の判

別回路62は、コネクタピンP1、P2が接続されるピン受けは、定電流源65の出力端及びアースにそれぞれ接続されている。この定電流源65から出力される定電流Iは抵抗R_aを流れ、この抵抗R_aの電圧R_aIは、例えば2つのコンパレータ66A、66Bの一方の各入力端に印加され、他方の各入力端に印加される一定の電圧V1、V2と比較される。これら一定の電圧V1、V2は、例えばV1>V2なる関係に設定され、一方、CCD271に対応して設定される抵抗R1(i=a, b, c)は、例えばV1、V2>R_aI、V1>R_bI>V2、R_cI>V1、V2となるように設定されている。従って、2つのコンパレータ66A、66Bの出力により、3つのCCD271を判別することができる。この場合抵抗R_a、R_b、R_cに応じて2つのコンパレータ66A、66Bの出力は“L、L”、“L、H”、“H、H”となる。2つのコンパレータ66A、66Bの出力信号はアナログマルチプレクサ67A、67Bのアドレス端に印加され、コンパレータ出力

をアドレスとして3つの入力端にそれぞれ接続された電圧E1、E2、E3；E1'、E2'、E3'が出力端から選択的に出力させる。この場合、電圧E1、E2、E3のいずれかがAGC制御電圧の最大電圧値となり、電圧E1'、E2'、E3'のいずれかが最小電圧値になる。例えばCCD27aの場合（つまりコンパレータ66A、66Bの出力が“L、L”の場合）には、マルチプレクサ67A、67BはE1、E1'を出力し、CCD27bの場合にはE2、E2'を出力し、CCD27cの場合にはE3、E3'を出力する。つまりこれら対となる電圧E_j、E_j'（ここでj=1, 2, 3のいずれか）がAGCの際の最大電圧E_{max}、最小電圧E_{min}になる。しかして、上記マルチプレクサ67A、67Bで選択された電圧E_j、E_j'（E_{max}、E_{min}と記す。）は最大・最小利得制御回路68に入力される。

ところで、AGC回路45は、第7図に示す様に、AGC制御信号が増大すると、利得が増大する回路である。このAGC回路45の出力は、積

分回路71に入力され、積分（積分）され、明るさに対応したレベルの信号となる。この信号は、誤差発生回路72に入力され、予め設定されているレベルE_Aとの差分が出力される。つまり積分回路71の出力がレベルE_Aより低いと、正方向に、E_Aより高いと負方向の信号出力となる。この誤差発生回路72の出力は、オフセット加算回路73に入力され、オフセット電圧E_{os}を加算して最大・最小利得制御回路68に入力される。この最大・最小利得制御回路68は、AGC制御信号のレベルがマルチプレクサ67A、67Bで選択された電圧E1、E1'又はE2、E2'又はE3、E3'の範囲内となるように、この範囲E_j'~E_jから逸脱する電圧をリミットするリミッタ回路であり、具体的構成を第8図に示す。

入力信号は、抵抗R1、R2及びオペレーショナルアンプ（以下OPアンプと略記）A1で構成される第1の反転アンプ81で反転増幅される。この反転アンプ81の出力は、抵抗R3、R4及びOPアンプA2で構成される第2の反転アンプ

82に入力され、反転増幅されて出力端から出力される。

上記第1の反転アンプ81の出力は、第1のリミッタ回路83及び第2のリミッタ回路84に入力され、これら第1及び第2のリミッタ回路83、84の出力は第2の反転アンプ82に入力される。

上記第1のリミッタ回路83は、抵抗R5、R6、R7、R8とOPアンプA3と、ダイオードD1、D2とで構成され、電圧E_{max}が抵抗R6を介してOPアンプA3に印加される。この第1のリミッタ回路83は、入力信号のレベルが高くなってもE_{max}以上で出力されないようにする回路である。つまり、この第1のリミッタ回路84は、入力信号がE_{max}を超えない限り、a点には電圧が発生しない。これは、入力レベルがE_{max}以下であるとダイオードD1が逆バイアスされるためである。入力レベルがE_{max}以上になると、a点にはE_{max}を超えた電圧分だけb点とは逆極性の電圧が発生する。即ち、入力信号のレベルが電圧E_{max}を超えると、その超えた分は相殺され、

E_{max} 以上には出力は増大しない。

一方、抵抗 R_9 、 R_{10} 、 R_{11} 、 R_{12} と、OPアンプ A_4 と、ダイオード D_3 、 D_4 とで構成された第2のリミッタ回路 B_4 では電圧 E_{min} が抵抗 R_{10} を介してOPアンプ A_4 の入力端に印加されている。このリミッタ回路 B_4 は入力信号のレベルが電圧 E_{min} 以下になると、c点にはb点とは逆極性で電圧 E_{min} 以下になった分だけの電圧を発生し、この電圧 E_{min} 以下になった電圧分を相殺する。

以上の構成の第1実施例によれば、電子内視鏡121が信号処理装置14に接続されると、その電子内視鏡121のCCD271の画素数が検出され、その画素数に対応してAGC回路45のAGC可変範囲が自動的に適正値に選択設定される。例えば最も少ない画素数のCCD27aでは $E_1' \sim E_1$ 、中くらいの画素数のCCD27bでは $E_2' \sim E_2$ 、最も多い画素数のCCD27cでは $E_3' \sim E_3$ がそのAGC可変範囲に設定され、これらの範囲から逸脱する場合、例えば距離が大

きくて入力信号レベルが小さくなり、AGC制御電圧が E_{max} を超える場合、固定されたAGC制御電圧（つまり、この E_{max} ）に保持されるため、むやみに利得を上げなくなる。従って、ノイズが目立つ映像になることが防止できる。この場合、表示画面は適正な明るさより暗くなるので、観察者は適正な使用状態でなく、もっと近い距離にて撮影を行うべきであることを知ることができる。

第9図は本発明の第2実施例の電子式内視鏡装置91を示す。

上記第1実施例では、信号処理装置14には電子内視鏡121のみが接続されるものであるが、この第2実施例では、さらに光学式内視鏡としての例えばファイバスコープ921の接眼部93に、CCD941を内蔵したTVカメラ951を外付けした電子式内視鏡961でも使用できるようにしたものである（第9図では1-aのみ示す。）。

上記ファイバスコープ92aは、電子内視鏡121と外形は略同様である（同一構成要素には同符号を付して表す。）が、操作部17の傍に、

接眼部93が形成されている。また、操作部17からライトガイドケーブル97が延出され、このライトガイドケーブルの先端には光源用コネクタ23が設けてあり、コネクタ受け24に接続可能である。

また、このファイバスコープ92aは第10図に示すように対物レンズ26の焦点面に入射端が臨むようにイメージガイド98が設けてある。このイメージガイド98で伝送された光学像は、出射端に対向配置した接眼レンズ99を介して肉眼観察できる。また、接眼部93にTVカメラ95aを接続することにより、結像レンズ101を介してCCD94aの受光面に結像する。

尚、このTVカメラ95aの信号ケーブル102の先端の信号用コネクタ103aは信号用コネクタ受け32に接続可能であり、この信号用コネクタ103a内には判別信号発生回路104aが内蔵されている。この判別信号発生回路104aは例えば第6図に示すように判別用抵抗で形成できる。

上記第1実施例では電子内視鏡121に用いられたCCD271の画素数に対応してAGC回路45の利得可変範囲を選択的に設定しているが、この第2実施例では例えばCCD271及びTVカメラ951のCCD941の画素数の判別と共に、観察手段を形成するレンズ系、つまり対物レンズ26、101等を含めた判別を行い（判別信号発生回路の信号もこれに応じて変える。）、それぞれの観察手段に適した利得可変範囲に自動的に設定できるようにしてある。尚、画素数が等しい場合でも、結像レンズ系の明るさを考慮して利得可変範囲を自動的に適正値を変えるようにしても良い。

尚、本発明は赤、緑、青等の面順次光の照明のもとでカラー撮影を行う面順次式カラー撮影手段の場合に限らず、白色照明光のもとでカラー撮影を行うカラーフィルタ内蔵式撮影手段を用いた場合の電子式内視鏡でも同様に適用できる。以下、その実施例について説明する。

第11図は本発明の第3実施例の電子内視鏡装

図111の信号処理装置112及び光撮装置113の構成を示す。

この第3実施例はカラーモザイクフィルタ114をCCD271の前面に取付けた撮像手段に対応するものである。

この撮像手段は、電子内視鏡又はファイバ스코ープの接眼部に取付けられたテレビカメラのいずれでも良い。例えば電子内視鏡115の場合には、第3図において、CCD27aの前面にカラーモザイクフィルタ114を取付けた第12図(a)に示すものを用いることができる。又、テレビカメラ116の場合には、第10図に示すテレビカメラ95aのCCD94aの前面にカラーモザイクフィルタ114を取付けた第12図(b)に示すものを用いることができる。その他は同一構成であり同符号が付けてある(主要部のみ示してある。)

この内視鏡装置111を構成する光撮装置113は、第4図の面順次式光撮装置13において、カラーフィルタ35、モータ37、モータサーボ回路44を有しないで、ランプ32の白色光を放

り羽組41、コンデンサレンズ36を経てライトガイド21の入射端面に照射する構成である。

上記ライトガイド21で照射光が伝送され、このライトガイド21の先端面から配光レンズ25を経て被写体に向けて出射される。照明された被写体での反射光は、対物レンズ26により、その結像面に光学像を結ぶ。この結像面には電子内視鏡115の場合には、カラーモザイクフィルタ114を取付けたCCD271が設置され、該カラーモザイクフィルタ114で各画素毎に色分解される。一方、ファイバ스코ープ921の場合には、イメージガイド98の入射端であり、該イメージガイド98で伝送された後、接眼レンズ99、結像レンズ101を経てカラーモザイクフィルタ114を取付けたCCD941に結像される。

上記CCD271又はCCD941の前面に取付けられるカラーモザイクフィルタ114は、例えば第13図に示すような補色系カラーモザイクフィルタである。

この補色系カラーモザイクフィルタ115を取

付けたCCD271又は941は、例えば受光部(光電変換して電荷として蓄積する蓄積部)と蓄積された電荷を転送する転送部とがライン状に交互に配置されたインタライン型のCCDである。

しかし、第11図に示すようにドライブ回路119から出力されるドライブ信号により読出される。この場合のCCD271(又は941)から読出される画素は、第13図に示すように第1フィールドでは第1行目と第2行目、第3行目と第4行目、…のように上下に隣接する奇数行及び偶数行の2行のラインの信号を加算して出力し、第2フィールドでは第2行目と第3行目、第4行目と第5行目、…のように上下に隣接する偶数行及び奇数行の2行のラインの信号を加算して出力するインタレース走査を行うようにしている。

上下方向に隣り合う2画素と、左右に隣り合う2画素の計4画素の組合わせは、全てY、M、Cy、Gの組合わせとなり、これらを加算すると、 $2R + 3G + 2B$ となり、これを輝度信号とみなす。

上下2ラインの加算はCCD271(又は941)内で行われ、左右方向の加算は、CCD271(又は941)の出力信号を相関2重サンプリング(CDSと略記)回路120でクロック成分を除去した後、ローパスフィルタ(LPF)121を通して積分を行うことにより実行される。

このLPF120を通じた信号は、第1実施例と同様にAGC回路45及び調光信号発生回路46に入力される。AGC回路45の出力信号は、プロセス回路122及びAGC制御部63に入力される。

上記プロセス回路122により色分離、γ補正等の処理が行われた後、輝度信号Yと順次色差信号LCが出力される。

上記輝度信号YはA/Dコンバータ123でデジタル量に変換され、Y用フレームメモリ124aに格納される。色差信号LCは1ラインごとに色差信号 $R - Y$ 、 $B - Y$ が順次(交互)に出力されるので、A/Dコンバータ125でデジタル量に変換された後、 $R - Y$ ラインの信号はR -

Y用フレームメモリ124bに、B-Yラインの信号はB-Y用フレームメモリ124cに格納される。

上記Y用フレームメモリ124aは1ラインずつ順次読出し、一方R-Y、B-Y信号は1ラインおきにしか信号がないので、同じ信号を2ラインずつ読出すことにより、輝度信号Yとの同時化を行っている。上記フレームメモリ124a、124b、124cへの書き込み/読出しは、メモリ制御部126により制御される。

上記フレームメモリ124a、124b、124cから読出された信号は、第1実施例と同様にD/Aコンバータ51a、51b、51cでアナログ信号に変換された後、NTSCエンコーダ52に入力され、NTSCコンポジットビデオ信号に変換されて出力端からカラーモニタに出力される。

ところで、上記図光信号発生回路46の出力信号により、絞り制御回路43を介して絞りモータ42を駆動して、絞り羽根41を通した光量を制

制し、ライトガイド21への入射光量を制御することは第1実施例と同様である。

つまり、LPF121を通して図光信号発生回路46に入力される映像信号レベルに応じて照明光量を制御する。

このようにして、例えば近い距離での使用から比較的大きい距離での使用のように使用条件が異なる場合、照明光量を制御して、遮断あるいは検査し易い映像が得られるよう適度の照明強度に自動的に設定できるようにしている。

又、判別信号発生回路611、判別回路62、AGC制御部63としては第1実施例と同様の回路構成のものを用いることができる。

この実施例では、カラーフィルタ内蔵式撮像手段として、インタライン転送型CCDを用いているので、転送パルスの印加により蓄積された電荷を同時に隣接する透光転送部に転送でき、その後転送部に読出し信号を印加して順次読出すことができる。つまり、光量装置113で照明光の透光期間を生成しないでも、露光及び信号電荷の読出

しを行うことができる。

尚、受光部と転送部とが共通のライン転送型CCDを用いた場合には、転送期間に、ランプ32を消灯すれば良い。

又、上記ライン転送型のCCDを第1実施例等の面順次方式の撮像手段に用いることもできる。この場合には、回転カラーフィルタ35の透光部を脱色が生じない程度まで狭い幅にすることができる。

尚、上述した実施例において、AGC制御電圧が利得可変範囲から逸脱している場合には、例えばLED等を点灯させてその使用状態が適正な使用状態から逸脱していることを使用者に告知するようにしても良い。

尚、上述の各実施例では最大利得及び最小利得それぞれの選択設定を行なっているが、例えば最大利得側のみを可変設定するようにしても良い。

〔発明の効果〕

以上述べたように本発明によれば、撮像手段の種類に対応して、AGC回路の利得可変範囲の改

化手段と、撮像手段の種類の判別手段とを設けているので、使用する電子式内視鏡に応じてAGC回路の利得可変範囲を自動的に設定でき、ノイズが目立ちすぎるのを有効に防止できる。

4. 図面の簡単な説明

第1図は本発明の主要部の概念的構成図、第2図ないし第8図は本発明の第1実施例に係り、第2図は第1実施例の電子式内視鏡装置の全体的構成図、第3図は電子内視鏡の構成図、第4図は信号処理装置及び光源装置の構成図、第5図は第1実施例に用いられる撮像手段の面素数が異なることを示す説明図、第6図はAGC回路の利得可変範囲を設定するAGC制御部の構成図、第7図はAGC回路の制御電圧に対する利得を示す特性図、第8図は最大・最小利得制御回路の回路図、第9図は本発明の第2実施例の電子式内視鏡装置の全体的構成図、第10図は第2実施例を構成するファイバスコープ及びこのファイバスコープに接続されるTVカメラの構成図、第11図は本発明の第3実施例における信号処理装置及び光源装置の

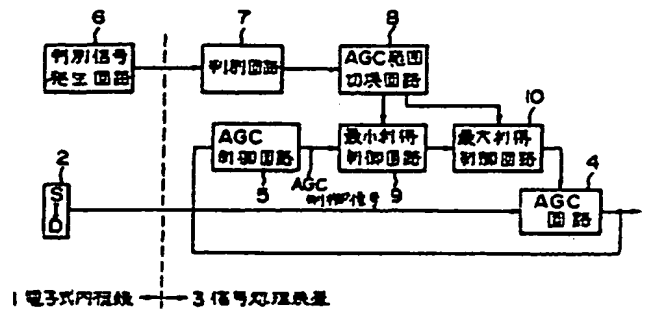
構成を示すブロック図、第12図はカラーフィルタを設けた撮像手段部分を示す説明図、第13図は第3実施例に用いられるカラーフィルタの構成要素の配置を示す説明図である。

- 1…電子式内視鏡
- 2…固体撮像素子 (S I D)
- 3…信号処理装置
- 4, 45…AGC回路
- 5…AGC制御回路
- 6…判別信号出力回路
- 7, 62…判別回路
- 8…AGC範囲切換回路
- 9…最小利得制御回路
- 10…最大利得制御回路
- 11…電子式内視鏡装置
- 12a…電子内視鏡
- 26…対物レンズ
- 27a…CCD
- 63…AGC制御部
- 91, 105…測光回路

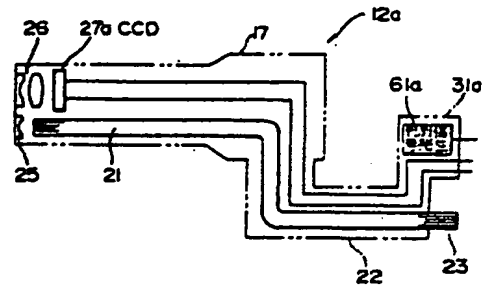
代理人 弁理士 伊藤 進



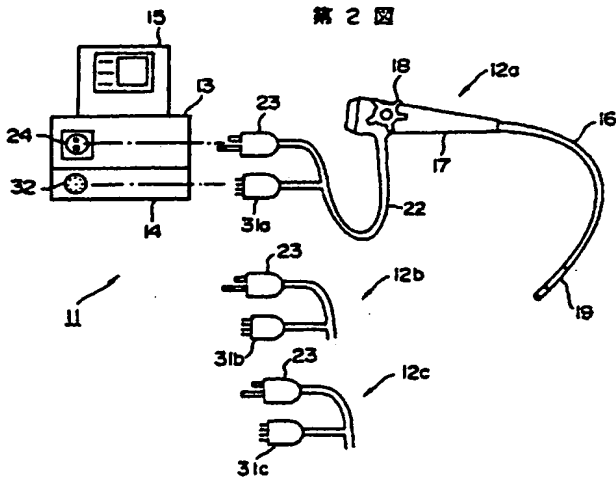
第1図



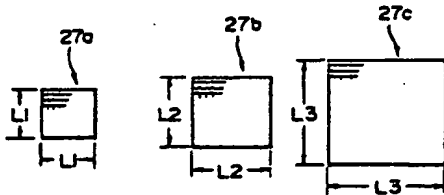
第3図



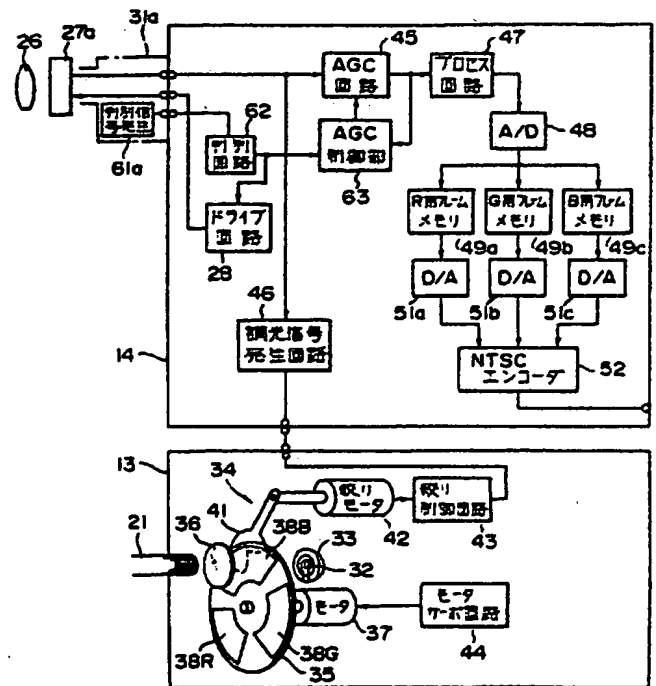
第2図



第5図



第4図



第1頁の続き

| | | | | |
|------|-----|----|-------------------|----------------|
| ⑫発明者 | 斉藤 | 克行 | 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 | オリンパス光学工業株式会社内 |
| ⑬発明者 | 長谷川 | 潤 | 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 | オリンパス光学工業株式会社内 |
| ⑭発明者 | 菅野 | 正秀 | 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 | オリンパス光学工業株式会社内 |
| ⑮発明者 | 内久保 | 明伸 | 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 | オリンパス光学工業株式会社内 |
| ⑯発明者 | 山下 | 真司 | 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 | オリンパス光学工業株式会社内 |